

Chapitre II : Conception de circuits de mise en forme de biopotentiels

II.1. Introduction

Ce chapitre consiste à étudier :

- ❖ Les différents étages d'une carte de mise en forme de biopotentiels.
- ❖ Etude détaillée de chaque circuit électronique.
- ❖ Le rôle de chaque étage et la relation entre les différents étages.
- ❖ Un schéma bloc sur la carte de mise en forme.

II.2. Système d'acquisition de biopotentiels

Pour tous les matériels médicaux l'acquisition des données à partir d'un corps humain nécessite des électrodes qui conduisent le potentiel électrique soit sur la peau ou avec un cathéter vers un amplificateur d'instrumentation qui représente la première étape de la mise en forme et qui sera suivie par un isolateur et des filtres

II.2.1. L'amplificateur d'instrumentation

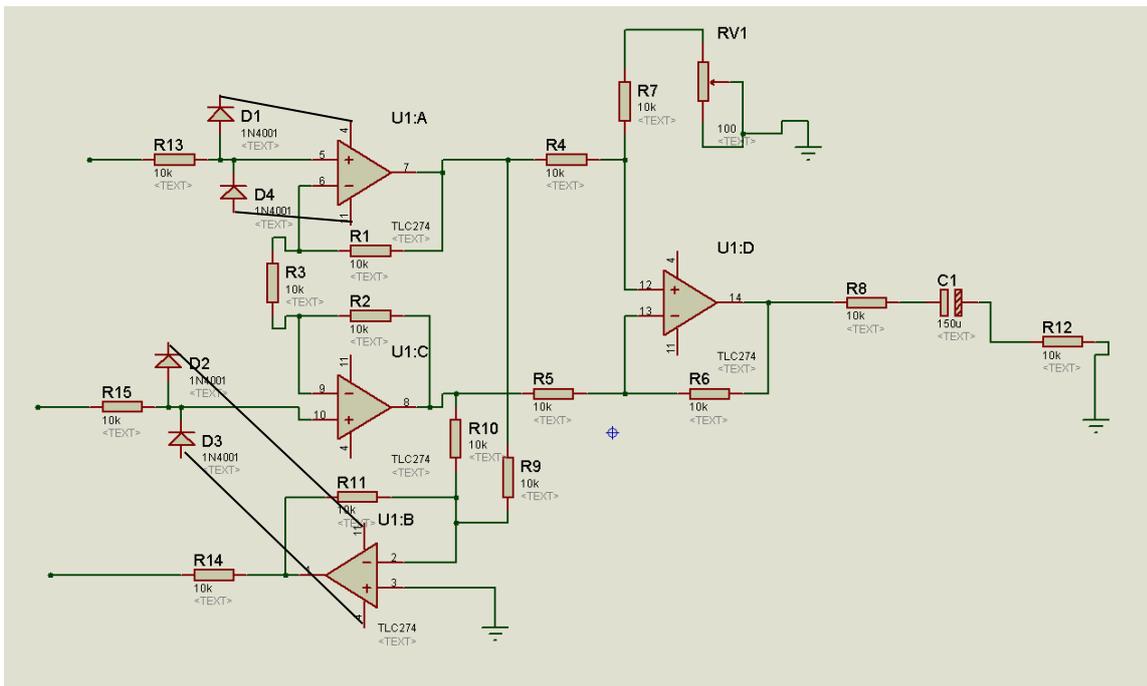


Figure 12 : Amplificateur d'instrumentation TLC274

Le TLC274 est un amplificateur d'instrumentation à quatre AOP avec une grande impédance d'entrée, faible bruit, un grand gain, faible impédance de sortie, et une très grande vitesse d'utilisation. C'est un dispositif qui utilise la technologie de CMOS. Ces avantages, en combinaison avec une bonne réjection de mode commun

Chapitre II : Conception de circuits de mise en forme de biopotentiels

(CMRR) et le rejet de tension d'alimentation rend ces dispositifs meilleurs au niveau des conceptions existantes.[8]

Tableau 1 : Les caractères de l'amplificateur (électriques températures)

PARAMETER		TEST CONDITIONS		T _A †	TLC274C, TLC274AC, TLC274BC, TLC279C			UNIT
					MIN	TYP	MAX	
V _{IO}	Input offset voltage	TLC274C	V _O = 1.4 V, R _S = 50 Ω, V _{IC} = 0, R _L = 10 kΩ	25°C	1.1	10	mV	
				Full range		12		
		TLC274AC	V _O = 1.4 V, R _S = 50 Ω, V _{IC} = 0, R _L = 10 kΩ	25°C	0.9	5	μV	
				Full range		6.5		
		TLC274BC	V _O = 1.4 V, R _S = 50 Ω, V _{IC} = 0, R _L = 10 kΩ	25°C	340	2000	μV	
				Full range		3000		
		TLC279C	V _O = 1.4 V, R _S = 50 Ω, V _{IC} = 0, R _L = 10 kΩ	25°C	320	900	μV	
				Full range		1500		
α _{VIO}	Average temperature coefficient of input offset voltage			25°C to 70°C	1.8		μV/°C	
I _{IO}	Input offset current (see Note 4)	V _O = 2.5 V, V _{IC} = 2.5 V	25°C	0.1		pA		
			70°C	7	300			
I _{IB}	Input bias current (see Note 4)	V _O = 2.5 V, V _{IC} = 2.5 V	25°C	0.6		pA		
			70°C	40	600			
V _{ICR}	Common-mode input voltage range (see Note 5)		25°C	-0.2 to 4	-0.3 to 4.2	V		
			Full range	-0.2 to 3.5		V		
V _{OH}	High-level output voltage	V _{ID} = 100 mV, R _L = 10 kΩ	25°C	3.2	3.8	V		
			0°C	3	3.8			
			70°C	3	3.8			
V _{OL}	Low-level output voltage	V _{ID} = -100 mV, I _{OL} = 0	25°C	0	50	mV		
			0°C	0	50			
			70°C	0	50			
A _{VD}	Large-signal differential voltage amplification	V _O = 0.25 V to 2 V, R _L = 10 kΩ	25°C	5	23	V/mV		
			0°C	4	27			
			70°C	4	20			
CMRR	Common-mode rejection ratio	V _{IC} = V _{ICRmin}	25°C	65	80	dB		
			0°C	60	84			
			70°C	60	85			
k _{SVR}	Supply-voltage rejection ratio (ΔV _{DD} /ΔV _{IO})	V _{DD} = 5 V to 10 V, V _O = 1.4 V	25°C	65	95	dB		
			0°C	60	94			
			70°C	60	96			
I _{DD}	Supply current (four amplifiers)	V _O = 2.5 V, No load V _{IC} = 2.5 V,	25°C	2.7	6.4	mA		
			0°C	3.1	7.2			
			70°C	2.3	5.2			

Chapitre II : Conception de circuits de mise en forme de biopotentiels

Parce que le TLC274 est optimisé pour le fonctionnement à alimentation unique, les configurations de circuits utilisés pour les différents tests présentent souvent des inconvénients puisque le signal d'entrée, dans de nombreux cas, doit être compensé à partir du sol. Cet inconvénient peut être évité en testant l'appareil avec les fournitures cassées et la charge de sortie liée au rail négatif.

Idéalement, l'amplificateur différentiel devrait présenter les caractéristiques suivantes :

- ❖ très grandes impédances sur les entrées positives et négatives.
- ❖ impédance en sortie très faible.
- ❖ gain en tension précis et stable.

II.2.1.1. Tensions et gains des modes commun et différentiel

Reprenons la définition de l'amplificateur idéal, et détaillons quelques points qui servent à qualifier les amplificateurs différentiels intégrés :

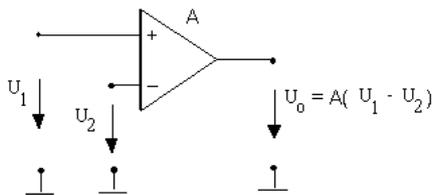


Figure 13 amplificateur différentiel

$$U_0 = A(U_1 - U_2)$$

La tension en mode commun est définie par :

$$U_c = (U_1 + U_2) / 2.$$

La tension en mode différentiel est définie par :

$$U_d = U_1 - U_2.$$

Ainsi le gain total peut être défini :

$$U_0 = U_c(A_1 + A_2) + U_d A_d \text{ (telle que } A_1 = U_0 / U_1 \text{ et } A_2 = U_0 / U_2 \text{).}$$

Alors on aura $A_d = A_1 - A_2$ et $A_c = A_1 + A_2$.

Ce qui nous donne une tension $U_0 = U_c A_c + U_d A_d$.

II.2.1.2. Taux de réjection de la tension de mode commun

Le taux de réjection de la tension de mode commun TRMC, est donné par

Chapitre II : Conception de circuits de mise en forme de biopotentiels

$TRMC = 20 \text{ Log } |A_d/A_c|$ avec A_d : gain en mode différentiel, et A_c : gain en mode commun, il est de l'ordre de 80 à 100 dB.

II.2.1.3. La fonction de sortie de l'amplificateur

On va prendre les courants des deux entrées (inverseuse et non inverseuse)

$$I_+ = I_- = 0$$

Impédance d'entrée est à l'infinie et celle de sortie est très petite et on prend les deux entrées $e_+ = e_-$.

On applique le théorème de Millman

S_1 la sortie de 1^{ère} AOP et S_2 celle de 2^{ème} AOP et U_0 la sortie de l'amplificateur d'instrumentation.

$S_1 - S_2 = (1 + 2 \cdot R_1/R_3) \cdot (e_1 - e_2)$ par application du pont de diviseur de tension.

$(S_1 - e_1)/R_1 = (S_2 - e_2)/R_2$ ce qui va nous donner $e_1 + e_2 = S_1 + S_2$ car $R_1 = R_2$.

$$S = [(R_{v1} + R_7) \cdot (R_5 + R_6) / R_5 \cdot (R_4 + R_7 + R_{v1})] \cdot S_1 - [R_5/R_6] \cdot S_2$$

On a $R_1 = R_2 = R_4 = R_5 = R_6 = R$ alors:

$$S = [(R_{v1} + R_7) \cdot R / (R + R_7 + R_{v1})] \cdot S_1 - S_2.$$

On peut aussi ajuster le gain en remplaçant la résistance R_3 par un potentiomètre.

II.2.1.4. Le circuit de pied droit

Un commutateur est utilisé pour choisir le branchement du pied gauche ou droit vers la masse. Nous permettons de faire la différence entre les deux signaux générés par les mains afin d'avoir un signal ECG en S . À l'aide d'un oscilloscope, la sortie « S » correspondant aux biopotentiels est visualisée.[9]

II.2.1.5. Circuit de protection contre les transitoires

En électrocinétique, la surtension désigne le fait qu'un élément particulier d'un dipôle électrique ait à ses bornes une tension supérieure à celle aux bornes du dipôle complet. C'est le cas par exemple de la tension aux bornes d'un condensateur dans un dipôle RLC série en résonance.

Chapitre II : Conception de circuits de mise en forme de biopotentiels

Dans l'électronique médicale si on place un appareil sur un patient et dans un cas d'urgence il faut appliquée un défibrillateur pour réveiller son cœur c'est pourquoi on doit protéger les circuits par un anti-transitoire pour limiter les tensions.

Il est constitué de quatre diode D1 à D4.il permet d'assurer en cas de la surtension une entrée entre +10 et -10 V à l'entrée de l'amplificateur d'instrumentation.

II.2.2. Le filtrage

Le filtrage est une forme de traitement de signal, obtenu en envoyant le signal à travers un ensemble de circuits électroniques pour :

- ❖ Modifier son spectre de fréquence et donc sa forme
- ❖ Modifier sa phase et donc sa forme
- ❖ Extraire une partie de l'information liée à ce signal
- ❖ Eliminer ou affaiblir des fréquences parasites indésirables I
- ❖ Isoler dans un signal complexe la ou les bandes de fréquence utiles

Un filtre est caractérisé par une fonction de transfert $T(j \omega)$ déterminant le rapport V_s/V_e des tensions d'entrée et de sortie. Pratiquement, un filtre est caractérisé par deux courbes de réponse, amplitude/fréquence et phase/fréquence.

Les filtres actifs sont constitués de condensateurs et de résistances, et d'éléments actifs qui sont presque toujours des amplificateurs opérationnels. Ils sont moins encombrants, plus faciles à réaliser et donc moins coûteux. Par contre ils ne sont pas utilisables avec des signaux de fréquences trop élevées le maximum pratique étant de quelques mégahertz. Les composants actifs nécessitent une source d'alimentation, introduisent du bruit et limitent la tension maximale traitable.

II.2.2.1. Filtre de Sallen-Key passe-bas

Un grand nombre de filtres actifs ont la structure suivante dite de Sallen et Key du second ordre. Les impédances sont des résistances ou des condensateurs. L'amplificateur est supposé idéal. L'amplificateur fonctionne en régime linéaire et $V_+ = V_-$

Chapitre II : Conception de circuits de mise en forme de biopotentiels

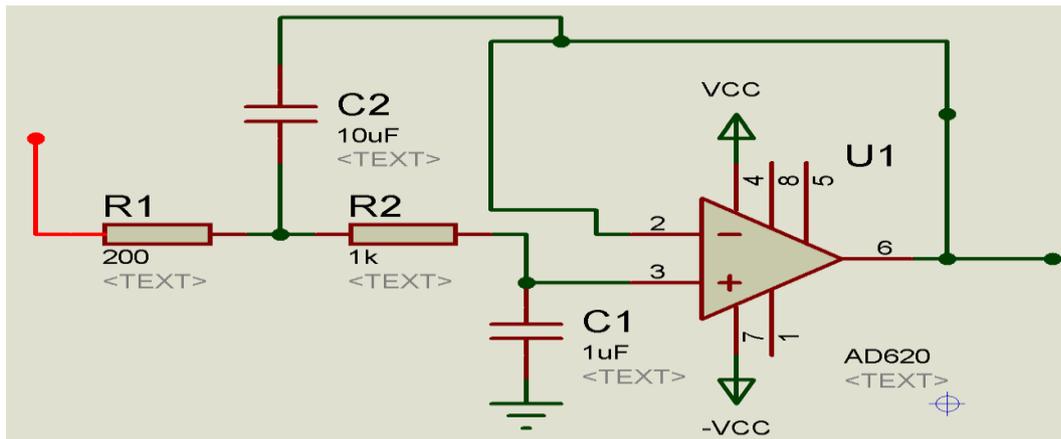


Figure 15 Filtre de Sallen-Key passe-bas [10]

Comme le courant d'entrée de la borne inverseuse est nul, on a :

- ❖ Transmittance : $T(j\omega) = A \frac{\left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^2}{1 + 2jm\frac{\omega}{\omega_0} + \left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^2}$
- ❖ Amplification en continu : $A=1$
- ❖ Pulsation propre : $\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}$
- ❖ Amortissement : $m = \sqrt{\frac{C_1}{C_2}}$

II.2.2.2. Filtre réjecteur de 50 Hz

C'est la fonction inverse du filtre précédent. On veut construire un filtre réjecteur de fréquence d'entrée sur $f_0 = 50\text{Hz}$ à l'aide du quadripôle "en double T" ci-dessous

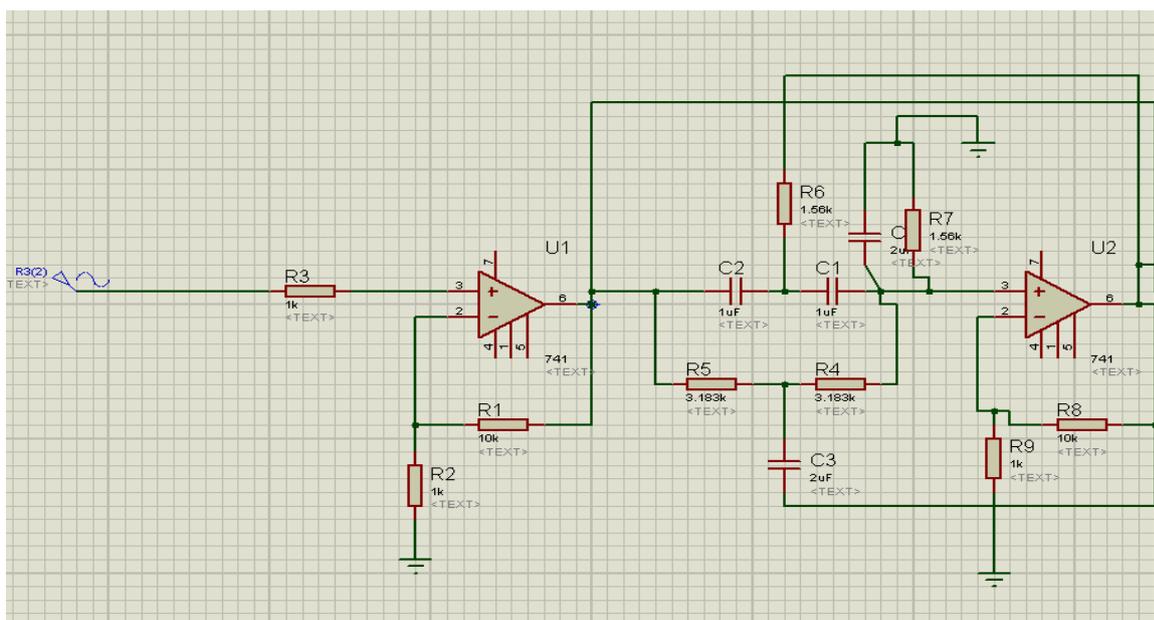


Figure 16 Filtre réjecteur de 50 Hz

Chapitre II : Conception de circuits de mise en forme de biopotentiels

$$\underline{T} = \frac{1 + \left(j \frac{\omega}{\omega_0}\right)^2}{\left(1 + j \frac{\omega}{\omega_1}\right) \left(1 + j \frac{\omega}{\omega_2}\right)}$$
$$\omega_0 = \frac{1}{RC}$$
$$\omega_1 = \frac{1}{(2 + \sqrt{3})RC}$$
$$\omega_2 = \frac{1}{(2 - \sqrt{3})RC}$$

On remarque dans le circuit qu'il y a deux amplificateur pour le gain dans chaque gain=10, un premier avant le filtrage et un deuxième après le filtrage.

II.2.3. Circuit d'isolation optique

Il présente une barrière au passage du courant de fuite provenant du réseau vers le patient. Il suffit qu'il soit de l'ordre de quelques μA pour provoquer une défibrillation du cœur. Différents principes sont utilisés pour l'isolation, on peut citer la modulation et la démodulation, le transformateur neutralisant et le photocoupleur. Nous avons opté pour le photocoupleur vu sa disponibilité au laboratoire. C'est un moyen fiable (phototransistors, diodes luminescents) qui garantit une bonne transmission du signal sans courant de fuite. Une attention croissante a été accordée aux risques de choc électrique causés par le réseau électrique. Ce problème est particulièrement important dans une unité moderne de soins intensifs ou lors de cathétérisme cardiaque. Si un très petit courant passe directement à travers le cœur par une électrode ou un cathéter, la fibrillation du cœur pourrait être induite. Un courant à 50 Hz passera directement à travers le cœur, c'est une limite supérieure. Pour protéger le patient de ces risques électriques, l'entrée du circuit devrait être totalement isolée par rapport au réseau électrique.

Le circuit isolé qui est connecté directement au patient est physiquement isolé de la terre et d'autres parties de l'électrocardiographe. La transmission de l'information peut être réalisées avec la télémétrie, des transformateurs d'isolation ou avec des approches optoélectroniques [11;12]. Les piles nécessitent un contrôle de niveau et des remplacements fréquents ce qui représente un grand désavantage. Les ultrasons présentent de nombreux avantages à savoir un haut degré d'isolation électrique, haute tension de

Chapitre II : Conception de circuits de mise en forme de biopotentiels

claquage, faible capacité entre le patient et Le courant alternatif du réseau électrique et une bonne efficacité du transfert de puissance.

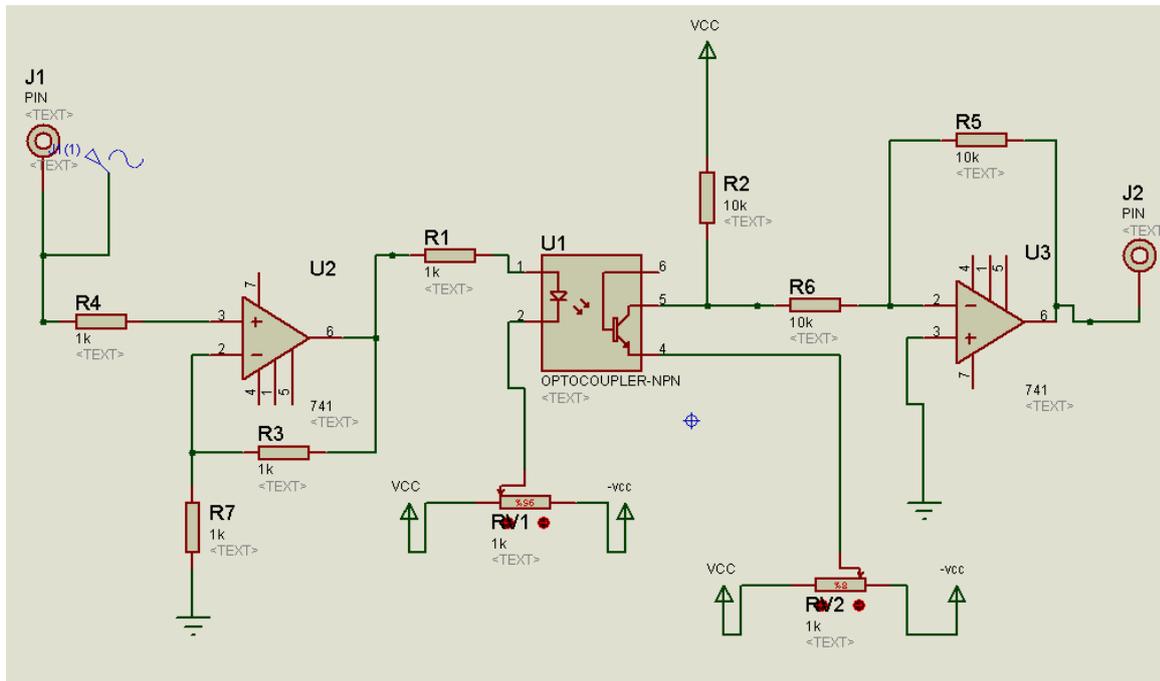


Figure 17 : circuit Opto-isolateur

La diode électroluminescente est une diode émettant de la lumière infrarouge (émission spontanée) lorsqu'elle est soumise à une polarisation directe. Lorsqu'un courant passe dans la DEL, et à partir d'une certaine tension, la DEL s'allume. Le phototransistor est composé de 3 zones l'émetteur, la base et le collecteur. Le phototransistor est une variante du transistor NPN le courant passe du collecteur vers l'émetteur, mais à condition que la base reçoive, non plus du courant, mais de la lumière visible ou infrarouge. Dans la majorité des applications, le phototransistor fonctionne en Commutation. Lorsque la DEL éclaire (traversée par un courant), alors le courant peut traverser le transistor. On peut alors considérer le transistor comme un interrupteur fermé. Sur le schéma de droite, la diode est représentée entre les broches. Tandis que le phototransistor est situé entre les broches (collecteur) et (émetteur). Le phototransistor a un CTR élevé (de 10 % à 150 % ou plus), mais une vitesse de commutation moyenne

La photodiode est, à l'instar du phototransistor, un récepteur de lumière. Comme ce dernier, elle ne laisse passer le courant que si elle est éclairée. Son avantage est d'être beaucoup plus rapide (0,1 microseconde à 1 microseconde) que le

Chapitre II : Conception de circuits de mise en forme de biopotentiels

phototransistor. En revanche le courant qu'elle commute est plus petit, c'est-à-dire son CTR est plus petit (de 0,1% à 10%). De nombreux phototransistors sont équipés de photodiode suivis par un transistor (ou une électronique plus complexe) qui amplifie le courant fourni par la photodiode, ce qui allie une vitesse de commutation rapide avec un CTR élevé.

Le photo-relais est un photocoupleur dont le récepteur est composé de plusieurs photodiodes en série, qui génèrent une tension lorsqu'elles sont illuminées. Cette tension est appliquée sur la (les) grille(s) de un ou plusieurs transistor(s) à effet de champ intégrés dans l'optocoupleur. Ce composant se comporte ainsi comme un relais à semi-conducteurs. La vitesse de commutation est lente (comparée aux autres optocoupleurs), mais un peu plus rapide comparée aux relais électromécaniques. (1ms à 10ms).

Le photo-Darlington est composé d'un phototransistor, suivi d'un transistor normal qui amplifie le courant. Ce photocoupleur a un CTR très élevé, mais une vitesse de commutation moyenne.

Le photocoupleur analogique est utilisé pour reproduire un courant précis à travers une isolation galvanique. Il est composé d'un émetteur (une DEL) et de deux récepteurs de caractéristiques aussi identiques que possible. L'un des récepteurs fournit un courant qui est comparé au courant de référence à transmettre. L'autre récepteur se trouve du côté à isoler.

L'isolation : Il s'agit de la tension de mode commun entre l'entrée et la sortie de l'optocoupleur. Le constructeur spécifie en général une tension maximale continue et/ou alternative pour laquelle aucun claquage ne se produit. Cette tension doit pour le test être appliquée durant un temps minimum (1 seconde ou 1 minute). Pour obtenir une bonne isolation, les composants optiques sont séparés par un écran transparent, voire dans certains optocoupleur coulés dans la même résine.

Pour que la diode soit passante la ddp entre l'anode et la cathode doit être positive alors on ajoute deux potentiomètres, le premier pour rendre le signal supérieur à zéro pour que la LED s'allume quand le signal est négatif et un deuxième pour récupérer le signal d'origine à la sortie soit (positif et négatif).

II.3. Simulateur d'ECG :

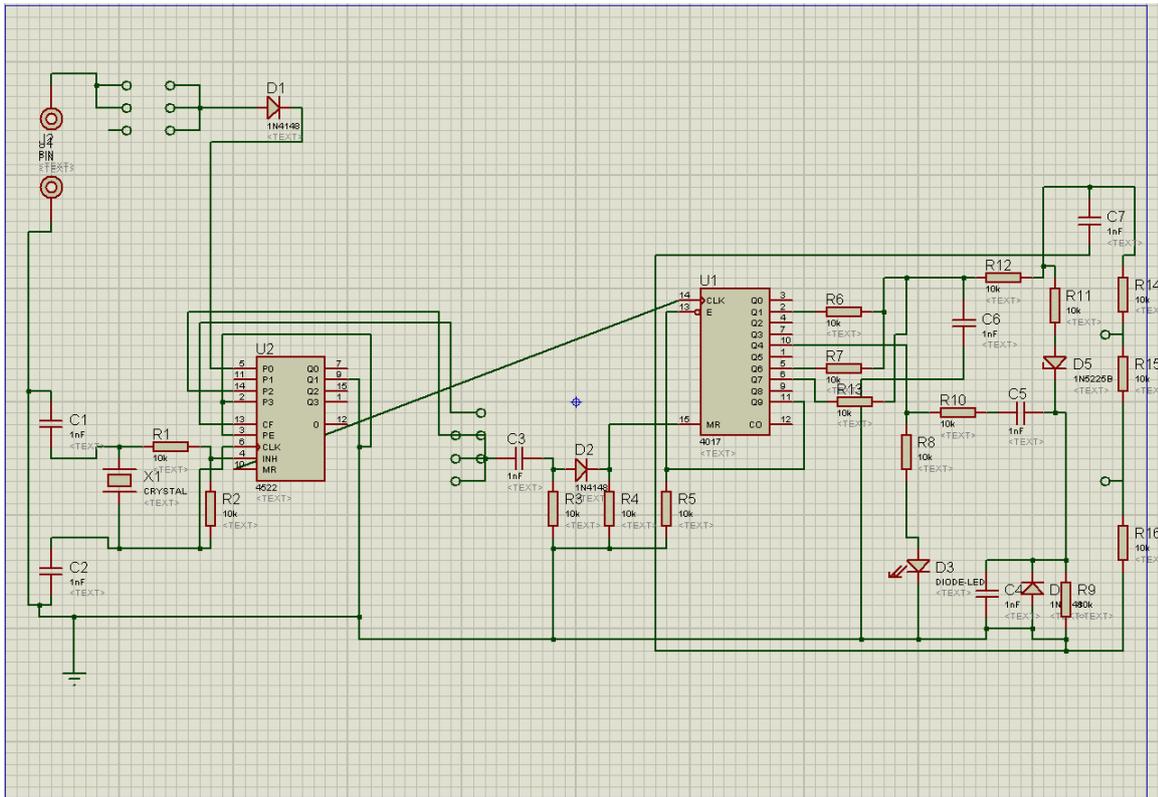


Figure 18 : simulateur d'ECG

Dans certains cas avant l'utilisation d'un circuit fabriqué sur un patient il doit d'abord subir des tests cliniques à fin de donner de bons résultats et pour cela à la place d'une personne on la remplace par un circuit simulateur de signaux qui va nous permettre de faire les réglages appropriés sans poser de risque à des vies humaines.

Le circuit comporte :

Deux circuits intégrés :

- ❖ Un générateur d'impulsions.
- ❖ Un générateur de signaux ECG.